

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004 年 4 月 8 日 (08.04.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/029657 A1

(51) 国際特許分類: G01T 1/20, C09K 11/84, 11/00

(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/012245

(22) 国際出願日: 2003 年 9 月 25 日 (25.09.2003)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2002-280705 2002 年 9 月 26 日 (26.09.2002) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒105-8001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 小柳津 英二 (OYAIZU, Eiji) [JP/JP]; 〒105-8001 東京都港区芝浦一

丁目1番1号 株式会社 東芝 知的財産部内 Tokyo (JP).
岡村 正巳 (OKAMURA, Masami) [JP/JP]; 〒105-8001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 知的財産部内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 須山 佐一 (SUYAMA, Saichi); 〒101-0046 東京都千代田区神田多町2丁目1番地 神田東山ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国 (国内): JP, US.

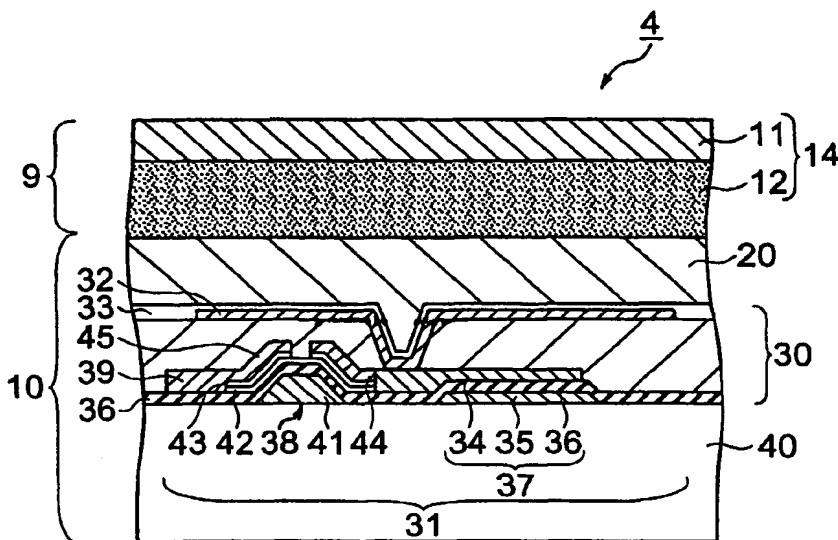
(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: PHOSPHOR SHEET FOR RADIATION DETECTOR, RADIATION DETECTOR EMPLOYING IT AND EQUIPMENT FOR DETECTING RADIATION

(54) 発明の名称: 放射線検出器用蛍光体シートおよびそれを用いた放射線検出器と放射線検査装置



(57) Abstract: A phosphor sheet (8) for radiation detector (4) being attached to the photoelectric conversion film (20) thereof, comprising a sheet-like support (11) and a phosphor layer (12) provided thereon. The phosphor layer (12) contains a rare earth acid sulfide phosphor activated by europium having a concentration in the range of 0.01-3.5 mol%. The radiation detector (4) comprises the phosphor sheet (8) being irradiated with radiation transmitted a specimen and converting the radiation into light, the photoelectric conversion film (20) for converting the light from the phosphor sheet (8) into charges, and a charge information reading section (30) for reading out the charges generated on the photoelectric conversion film (20) for each of a plurality of pixels (31).

[続葉有]



(57) 要約: 放射線検出器 4 の光電変換膜 20 に付設して用いられる放射線検出器用蛍光体シート 8 は、シート状支持体 11 と、その上に設けられた蛍光体層 12 とを具備する。蛍光体層 12 は、例えばユーロピウム濃度が 0.01 ~ 3.5mol% の範囲のユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体を含有する。放射線検出器 4 は、被検体を透過した放射線が照射され、この放射線を光に変換する蛍光体シート 8 と、蛍光体シート 8 からの光を電荷に変換する光電変換膜 20 と、光電変換膜 20 に生じた電荷を複数の画素 31 毎に読み出す電荷情報読み出し部 30 とを具備する。

明 細 書

放射線検出器用蛍光体シートおよび
それを用いた放射線検出器と放射線検査装置

5

技術分野

本発明は、医療診断や各種非破壊検査等に使用される放射線検出器用蛍光体シートと、それを用いた間接変換方式の放射線検出器および放射線検査装置に関する。

10

背景技術

X線撮影は医療診断や工業用非破壊検査等に利用されている。X線撮影には、一般的に増感紙／フィルム法が適用されてきた。増感紙／フィルム法は、被検体を透過したX線を増感紙で可視光に変換し、この可視光でフィルムを感光させてX線像を得る方法である。医療診断や非破壊検査等はフィルム上に形成されたX線像に基づいて実施される。

一方、近年のデジタル技術の進歩によって、X線画像を電気信号に変換し、この電気信号を画像処理して検査を行う方法が普及しつつある。医療診断や非破壊検査等はCRT等に表示させた可視画像（X線像）に基づいて実施される。X線画像をデジタル化して検査を行う方法としては、X線検出器としてX線イメージインテンシファイア（I.I.管）を用いた方法が知られている。

X線イメージインテンシファイアは、真空外囲器の両端部にX線を光電子に変換する入力部と光電子を可視光に変換する出力部とを設けたものである。出力された可視光像はCCDカメラ等でデジタル化される。例えば、肺の診断では400×400mm程度の領域を撮影する。このような

撮影領域の検査画像を最終的に 1 インチ程度の CCD カメラで検出するためには、I.I.管内で高度に集光にする必要がある。このため、I.I.管は装置の大型化等が問題になっている。

近年の半導体プロセス技術の進歩に伴って、アレイ状に配列された半
5 導体センサや半導体素子を使用して、X線撮影を行うシステムが開発されている。この種のX線撮影システムは、広範囲な撮影領域に容易に対応できると共に、画像データを直接的にデジタル化することができる。このため、例えば医療分野におけるX線撮影データ（画像データ）のデータベース化等に適している。さらに、従来の感光性フィルムを用いたX線写真システムと比較してダイナミックレンジが広く、X線露光量
10 の変動に画像精度が影響されにくいというような利点を有している。

半導体プロセス技術を利用したX線撮影システムにおいては、アレイ状のアモルファスシリコン薄膜トランジスタ（a-SiTFT）をスイッチングゲートに適用したX線平面検出器が用いられる。X線平面検
15 出器としては、X線像を直接電荷情報に変換するX線電荷変換膜を用いた直接変換方式と、X線像を光信号に変換する蛍光体層と光信号を電荷情報に変換する光電変換膜とを用いた間接変換方式とが知られている（特開 2002-90460 号公報、特開 2002-286846 号公報等参照）。

直接変換方式のX線平面検出器は、X線電荷変換膜に a-Se、Pb
20 I₂、HgI₂ 等の人体や環境に悪影響を及ぼす物質が用いられることから、間接変換方式のX線平面検出器の実用化が進められている。間接変換方式のX線平面検出器は、例えば光電変換膜とスイッチングゲートとしてのTFTとを組合せた光検出部上に、X線により発光する蛍光発生部を配置した構造を有している。蛍光発生部としては、例えばシート
25 状の支持体上に蛍光体塗布層を形成した蛍光体シートが用いられる。

このようなX線平面検出器の蛍光発生部には、特開 2002-90460 号公

報や特開 2002-286846 号公報等に記載されているように、 $Gd_2O_2S : Pr$ のようなプラセオジム付活希土類酸硫化物蛍光体、 $Gd_2O_2S : Tb$ のようなテルビウム付活希土類酸硫化物蛍光体等が用いられている。これらは X 線による発光効率が高いことから、X 線検出器に一般的に用いられている蛍光体である。

しかしながら、従来の $Gd_2O_2S : Pr$ 蛍光体や $Gd_2O_2S : Tb$ 蛍光体等を使用した蛍光体シートは、光電変換膜を具備する X 線検出器の感度を十分に高めることができないという問題を有している。このようなことから、従来の間接変換方式の X 線平面検出器では、増感紙／フィルム方式や X 線イメージインテンシファイア (I.I. 管) を用いた撮影系と同等もしくはそれ以下の感度しか得られていないのが現状である。また、従来の間接変換方式の X 線平面検出器は、画像の鮮鋭度に関しても従来の撮影系と同等もしくはそれ以下の特性しか得られていない。

本発明の目的は、光電変換膜と組合せて使用する際の特性を高めた放射線検出器用蛍光体シートを提供することにある。具体的には、放射線の検出感度や放射線画像の鮮鋭度等を高めることを可能にした放射線検出器用蛍光体シートを提供することを目的としている。さらに、そのような蛍光体シートを用いることによって、放射線画像の精度や鮮鋭度等の向上を図った放射線検出器と放射線検査装置を提供することを目的としている。

発明の開示

本発明の第 1 の放射線検出器用蛍光体シートは、放射線検出器の光電変換膜に付設される蛍光体シートであって、シート形状を有する支持体と、前記支持体上に設けられ、被検体を透過した放射線により発光する蛍光体層であって、0.01~3.5mol% の範囲の濃度のユーロピウムで付活

された希土類酸硫化物蛍光体を含有する蛍光体層とを具備することを特徴としている。

5 本発明の第 2 の放射線検出器用蛍光体シートは、放射線検出器の光電変換膜に付設される蛍光体シートであって、シート形状を有する支持体と、前記支持体上に設けられ、被検体を透過した放射線により発光する蛍光体層であって、前記光電変換膜に積層される表面を有する蛍光体層とを具備し、前記蛍光体層の表面は平均粗さ R_a で $0.5 \mu m$ 以下の表面粗さを有することを特徴としている。

10 本発明の放射線検出器は、被検体を透過した放射線が照射され、前記放射線を光に変換する、上記した本発明の第 1 または第 2 の蛍光体シートと、前記蛍光体シートと積層され、前記蛍光体シートからの光を電荷に変換する光電変換膜と、前記光電変換膜に接する複数の画素を有し、前記光電変換膜に生じた電荷を前記複数の画素毎に読み出す電荷情報読み出し部とを具備することを特徴としている。

15 また、本発明の放射線検査装置は、被検体に放射線を照射する放射線源と、前記被検体を透過した放射線を検出する、上記した本発明の放射線検出器とを具備することを特徴としている。

図面の簡単な説明

20 図 1 は本発明の放射線検出器用蛍光体シートおよび放射線検出器を適用した放射線検査装置の一実施形態としての X 線検査装置の概略構成を模式的に示す図である。

図 2 は図 1 に示す X 線検査装置に用いた X 線検出器の概略構成を示す図である。

25 図 3 は本発明の第 1 の実施形態による X 線検出器用蛍光体シートの構成を示す断面図である。

図 4 は図 2 に示す X 線検出器の要部構成を示す断面図である。

図 5 は図 4 に示す X 線検出器に用いられる光電変換膜の受光感度分布を示す図である。

図 6 は $Gd_2O_2S : Eu$ 蛍光体の発光スペクトルを $Gd_2O_2S : Tb$ 5 蛍光体と比較して示す図である。

図 7 は $Gd_2O_2S : Eu$ 蛍光体の Eu 濃度による発光スペクトルを示す図である。

図 8 は本発明の第 2 の実施形態による X 線検出器用蛍光体シートの構成を示す断面図である。

10 図 9 は図 8 に示す X 線検出器用蛍光体シートを用いた X 線検出器の概略構成を示す断面図である。

図 10 は本発明の一実施例による蛍光体シートの $Gd_2O_2S : Eu$ 蛍光体の Eu 濃度と感度との関係を示す図である。

15 図 11 は本発明の一実施例による蛍光体シートの $Gd_2O_2S : Eu$ 蛍光体の平均粒子径と感度との関係を示す図である。

図 12 は本発明の一実施例による蛍光体シートの感度と鮮鋭度との関係を示す図である。

図 13 は本発明の他の実施例による蛍光体シートの表面粗さと鮮鋭度との関係を示す図である。

20 図 14 は本発明の他の実施例による蛍光体シートの蛍光体充填率と鮮鋭度との関係を示す図である。

図 15 は本発明の他の実施例による蛍光体シートの蛍光体粒子の平均粒子径と鮮鋭度との関係を示す図である。

25 発明を実施するための形態

以下、本発明を実施するための形態について説明する。

図 1 は本発明の放射線検出器用蛍光体シートと放射線検出器を適用した放射線検査装置の一実施形態としての X 線検査装置の構成を模式的に示す図である。なお、この実施形態では放射線として X 線（もしくは γ 線）を用いた装置について主として説明するが、本発明はこれに限られるものではない。撮影対象によっては、 β 線や熱中性子線等の放射線を使用した放射線検出器や放射線検査装置に適用することも可能である。

図 1 に示す X 線検査装置において、1 は人体、動物、各種物品等の被検体であり、この被検体 1 に対して X 線管 2 等の放射線源から X 線 3 が照射される。被検体 1 により吸収もしくは散乱された X 線 3 は、X 線平面検出器 4 を内蔵する X 線画像撮影装置 5 に照射される。被検体 1 を透過した X 線は X 線平面検出器 4 で画像信号として検出される。X 線画像撮影装置 5 から出力される画像信号は、画像処理部 6 でデジタル処理された後、CRT 等の表示部 7 に X 線画像（検査画像）として表示される。

X 線平面検出器 4 は図 2 に示すように、蛍光体シート 8 を具備する蛍光発生部 9 と光検出部 10 とから主として構成されている。蛍光体シート 8 は図 3 に示すように、プラスチックフィルムや不織布等からなるシート状の支持体 11 を有している。シート状支持体 11 上には、発光層として後に詳述するユーロピウム（Eu）付活希土類酸硫化物蛍光体を含有する蛍光体層 12 が設けられている。図 3 は本発明の第 1 の実施形態による蛍光体シートの構成を示すものである。

なお、蛍光体層 12 上には必要に応じて透明な保護膜、例えば厚さ数 μm 程度のポリエチレンテレフタレートフィルム等からなる保護膜を配置することができる。X 線画像の鮮鋭度の低下等を抑制する点からは、蛍光体層 12 上には保護膜を配置しない方が好ましい。

シート状支持体 11 の構成材料としては、例えば酢酸セルロース、プロピオン酸セルロース、酢酸酪酸セルロース、ポリエチレンテレフタ

レート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリメチルメタクリレート、ポリアミド、ポリイミド、塩化ビニル-酢酸ビニルコポリマー、ポリカーボネート等の樹脂をフィルム状に成形したものや、紙やアルミニウム板等が用いられる。

- 5 シート状支持体 11 には、蛍光体からの光を吸収するように、例えばカーボンブラックのような光吸収物質を練り込んだシートを使用することができる。あるいは、蛍光体からの光を反射するように、白色の二酸化チタンや炭酸カルシウム等の光反射物質を練り込んだシートをシート状支持体 11 に適用してもよい。これらのうち、特に X 線に対する感度
10 を高めるためには、光反射物質を練り込んで光反射率を高めたシート状支持体 11 を用いることが好ましい。

- このようなシート状支持体 11 上には、例えば以下のようにして蛍光体層 12 が形成される。まず、蛍光体粉末を結合剤と共に適当量混合し、これに有機溶剤を加えて適当な粘度の蛍光体塗布液（蛍光体スラリー）
15 を調製する。この蛍光体塗布液をナイフコータやロールコータ等によりシート状支持体 11 上に塗布、乾燥することによって、蛍光体粉末の塗布層（粉体塗布層）からなる蛍光体層 12 が形成される。なお、蛍光体層 12 の表面は第 2 の実施形態で詳述するように、平均粗さ Ra で 0.5 μm 以下の表面粗さを有することが好ましい。

- 20 蛍光体塗布液の調製に使用する結合剤としては、硝化綿、酢酸セルロース、エチルセルロース、ポリビニルブチラール、綿状ポリエステル、ポリ酢酸ビニル、塩化ビニリデン-塩化ビニルコポリマー、塩化ビニル-酢酸ビニルコポリマー、ポリアルキル（メタ）アクリレート、ポリカーボネート、ポリウレタン、セルロースアセテートブチレート、ポリ
25 ビニルアルコール等が挙げられる。有機溶剤としては、例えばエタノール、メチルエチルエーテル、酢酸ブチル、酢酸エチル、エチルエーテル、

キシレン等が用いられる。蛍光体塗布液には必要に応じて、フタル酸、ステアリン酸等の分散剤や燐酸トリフェニル、フタル酸ジエチル等の可塑剤を添加してもよい。

なお、蛍光体シート 8 における蛍光体層 1 2 は、上記した蛍光体粉末の塗布層（粉体塗布層）に限られるものではなく、場合によっては蛍光体粉末の板状焼結体や蛍光体薄膜（蛍光体を各種の薄膜形成技術により膜化したもの）等を用いることも可能である。

蛍光体層 1 2 の厚さは特に限定されるものではないが、80～300 μm の範囲とすることが好ましい。蛍光体層 1 2 の厚さが 80 μm 未満であると、蛍光体層 1 2 の厚さ方向に対する蛍光体の量が相対的に少なくなることで感度が十分に得られない場合がある。一方、蛍光体層 1 2 の厚さが 300 μm を超えると、蛍光体層 1 2 の光透過性が悪くなるために感度が低下する傾向があり、かつ鮮鋭度も低下する。

上述した蛍光体シート 8 は図 4 に示すように、光検出部 1 0 上に直接もしくはガラス基板のような透明保護部材を介して積層配置される。これらによって、X線平面検出器 4 が構成される。すなわち、蛍光体シート 8 は例えば光透過性接着剤を用いて光検出部 1 0 上に接着される。このように、蛍光体シート 8 は光検出部 1 0 に対して一体的に付設されるものである。X線検出器本体を構成する光検出部 1 0 は、蛍光体シート 8 と積層される光電変換膜 2 0 と、この光電変換膜 2 0 に接して設けられた複数の画素 3 1 を有する電荷情報読み出し部 3 0 とを具備する。

光電変換膜 2 0 には、例えばアモルファスシリコン（a-Si）や単結晶シリコン（単結晶 Si）等の光電変換作用を有する材料が用いられる。電荷情報読み出し部 3 0 は複数の画素 3 1 を有しており、これらの画素 3 1 は例えばアレイ状に配列されている。なお、図 4 は 1 つの画素 3 1 のみを示しているが、実際には縦横の各辺に数百個から数千個並ん

だ状態で画素 3 1 が配列されている。

アレイ状に配列された各画素 3 1 は、それぞれ光電変換膜 2 0 側に形成された画素電極 3 2 を有する。画素電極 3 2 上には p 型コンタクト膜 3 3 が形成されている。画素電極 3 2 は補助電極 3 4 と電氣的に接続されている。補助電極 3 4 と電荷蓄積容量電極 3 5 とこれらの間に配置された絶縁膜 3 6 とによって、電荷蓄積容量 3 7 が構成されている。

各画素 3 1 は、電荷蓄積容量 3 7 に対応して設けられた、例えばアモルファスシリコン薄膜トランジスタ (a-Si TFT) からなるスイッチング素子 3 8 を有している。この実施形態の X 線平面検出器 4 の光検出部 1 0 は、このようなスイッチング素子 (スイッチング TFT) 3 8 をアレイ状に形成した TFT アレイを備えるものである。

スイッチング TFT 3 8 は、駆動信号を TFT 3 8 に送る走査線 (図示せず) と電氣的に接続されたゲート電極 4 1 と、ゲート絶縁用の絶縁膜 3 6 と、活性層として用いられるアンドープの a-Si 層 4 2 と、コンタクト用の n^+ a-Si 層 4 3 と、補助電極 3 4 と電氣的に接続されたソース電極 4 4 および信号線 3 9 に接続されたドレイン電極 4 5 とを、例えばガラス基板 4 0 上に順に積層形成した構成を有している。

走査線 (図示せず) と信号線 3 9 は X-Y マトリックス状に形成されており、スイッチング TFT 3 8 は走査線駆動回路によってオン/オフが制御される。信号線 3 9 の終端は信号線制御回路により制御された切替スイッチ (図示せず) を通して増幅器 (図示せず) に接続されている。

上述した X 線平面検出器 4 において、蛍光体シート 8 は被検体 1 を透過した X 線により発光し、この蛍光体シート 8 から発光された可視光が光検出部 1 0 で検出される。すなわち、被検体 1 を透過した X 線はまず蛍光体シート 8 で可視光に変換され、この可視光は光電変換膜 2 0 で電荷に変換される。

光電変換膜 20 で変換された電荷は、複数の画素 31 の各画素電極 32 を介して電荷蓄積容量 37 に蓄積される。蓄積された電荷はスイッチング T F T 38 をオンにすることで、信号線 39 を通って増幅器（図示せず）側に転送される。そして、スイッチング T F T 38 のオン／オフ等を制御し、1 画素 31 毎に電荷を増幅器（図示せず）側に送ることによって、X 線画像の画像情報が点順次信号に変換される。このような画像信号は画像処理部 6 でデジタル処理された後に、C R T 等の表示部 7 に送られて、X 線画像（検査画像）として表示される。

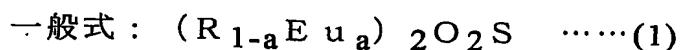
T F T アレイを備える光検出部 10 を用いた X 線平面検出器 4 は、例えば医療診断における高面積の X 線撮影領域に容易に対応することができ、医療診断における X 線画像のデジタル化に効果を発揮するものである。また、デジタル信号に変換された X 線画像情報（検査画像情報）は、データベース等として保存される。このような検査情報のデータベース化は、例えば複数の医療機関で検査情報を共有する場合等に有効である。

ここで、光電変換膜 20 に用いられる a - S i や単結晶 S i の受光感度分布は図 5 に示す通りである。a - S i は 600nm 付近を受光ピークとするブロードな受光感度分布を有し、また単結晶 S i は 700~800nm 付近を受光ピークとするブロードな受光感度分布を有する。一方、X 線を可視光に変換する蛍光体には、従来、G d ₂ O ₂ S : T b のようなテルビウム付活希土類酸硫化物蛍光体を用いられてきた。この点については前述した通りである。

従来の蛍光発生部に用いられていたテルビウム付活希土類酸硫化物蛍光体は、図 6 に点線で発光スペクトルを示すように、主発光成分が 540nm 付近に存在する。このため、a - S i や単結晶 S i からなる光電変換膜 20 の受光感度分布とのマッチングが悪く、これが従来の X 線平面検出器における感度特性の低下原因であると考えられる。

X線平面検出器4の感度特性を高めるためには、被検体1を透過したX線を可視光に変換する蛍光体シート8に、a-Siや単結晶Siからなる光電変換膜20の受光感度分布にあった発光スペクトルを有する蛍光体を用いることが重要である。そこで、第1の実施形態の蛍光体シート8においては、図5に示したa-Siや単結晶Siの受光感度分布にマッチングする発光スペクトルを有する蛍光体として、ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体を用いている。

ユーロピウム (Eu) 付活希土類酸硫化物蛍光体としては、



10 (式中、RはGd、Lu、YおよびLaから選ばれる少なくとも1種の元素を示し、aは $1 \times 10^{-4} \leq a \leq 3.5 \times 10^{-2}$ を満足する数である)

で実質的に表される組成を有する蛍光体が挙げられる。特に、X線吸収効率や発光効率に優れるユーロピウム付活酸硫化ガドリニウム (Gd₂O₂S : Eu) 蛍光体や、X線吸収効率に優れるユーロピウム付活酸硫化ルテチウム (Lu₂O₂S : Eu) 蛍光体を用いることが好ましい。

ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体の発光スペクトルは、図6に実線で示すGd₂O₂S : Eu蛍光体の発光スペクトルから分かるように、主発光成分が630nm付近に存在する。このため、従来のテルビウム付活希土類酸硫化物蛍光体に比べて、a-Siや単結晶Siからなる光電変換膜20の受光感度分布とのマッチング性に優れている。さらに、ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体は図7に示すように、Eu濃度(付活剤濃度)により発光スペクトルが変化することから、Eu濃度を制御することで、X線平面検出器4の感度特性を高めることができる。

すなわち、Eu濃度が少なくなると主発光成分(630nm)の強度は小さくなるが、450~600nmの副発光成分の強度が大きくなる。なお、図7の実線はEu濃度が0.1mol%のGd₂O₂S : Eu蛍光体の発光スペ

クトル、点線は E u 濃度が 4mol% の G d₂O₂S : E u 蛍光体の発光スペクトルである。X 線平面検出器 4 の感度特性は、光電変換膜 20 の受光感度分布と蛍光体シート 8 の蛍光体層 12 を構成する蛍光体の発光スペクトルとの相互関係で決まる。従って、E u 濃度が減少することによる主発光成分の低下分より副発光成分の増加分が勝り、かつそれぞれの波長領域における光電変換膜 20 の受光感度を考慮した上で副発光成分の光量が勝れば感度は向上することになる。

このようなことから、蛍光体シート 8 の蛍光体層 12 は E u 濃度が 0.01~3.5mol% の範囲のユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体で構成されている。ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体の E u 濃度が 3.5mol% を超えると 450~600nm の副発光成分の強度が小さくなり、感度特性を十分に高めることができない。一方、E u 濃度が 0.01mol% 未満であると、発光強度自体が低くなりすぎて感度特性が低下する。

ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体の E u 濃度は、特に発光強度と光電変換膜 20 とのマッチング性に優れる 0.1~2.0mol% の範囲とすることが好ましく、さらに望ましくは 0.2~1.6mol% の範囲である。希土類酸硫化物蛍光体の E u 濃度は I C P 質量分析法や I C P 発光分光分析法等により定量分析することができる。

蛍光体シート 8 の蛍光体層 12 は感度と鮮鋭度を考慮して、平均粒子径が 2~15 μm の範囲の希土類酸硫化物蛍光体粉末で構成することが好ましい。希土類酸硫化物蛍光体粉末の平均粒子径が 15 μm を超えると、得られる画像の粒状性が悪化して鮮鋭度が低下する。一方、希土類酸硫化物蛍光体粉末の平均粒子径が 2 μm 未満であると鮮鋭度は向上するものの、発光輝度が低下して感度特性が悪くなる。希土類酸硫化物蛍光体粉末の平均粒子径は 6~10 μm の範囲であることがより好ましい。

なお、蛍光体シート 8 の蛍光体層 12 は、必ずしもユーロピウム付活

希土類酸硫化物蛍光体単独で構成しなければならないものではなく、例えば $Gd_2O_2S : Tb$ のようなテルビウム付活希土類酸硫化物蛍光体との混合物で蛍光体層 12 を形成してもよい。ただし、このような混合蛍光体を使用する場合には、ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体を

5 50 質量%以上の割合で使用するものとする。ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体の割合が 50 質量%未満であると、上述したような感度特性の向上効果を十分に得ることができない。

上述したように、第 1 の実施形態による X 線検出器用蛍光体シート 8 は、X 線が照射された際の発光効率が高く、しかも a-Si や単結晶 Si からなる光電変換膜 20 の受光感度分布にマッチングした発光スペクトルを有するユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体を用いている。

10 従って、蛍光体シート 8 と光電変換膜 20 とを組合せて構成した X 線平面検出器 4 の感度特性を効果的に高めることができる。

このような X 線平面検出器 4 を用いた X 線検査装置 5 によれば、例えば医療診断における X 線の被曝線量の低減を図った上で、医療用 X 線撮影の画像精度、さらには検査精度を向上させることが可能となる。X 線平面検出器 4 を用いた X 線検査装置 5 は、前述したように医療診断における X 線画像情報のデジタル化、さらには X 線画像情報（検査画像情報）のデータベース化等に効果を発揮するものである。なお、X 線平面

20 検出器 4 を用いた X 線検査装置 5 は医療診断用途に限らず、工業用途の非破壊検査等にも適用可能である。

次に、本発明の第 2 の実施形態による放射線（X 線）検出器用蛍光体シートについて、図 8 を参照して説明する。図 8 に示す蛍光体シート 50 は、図 3 に示した第 1 の実施形態と同様に、プラスチックフィルムや

25 不織布等からなるシート状の支持体 51 と、このシート状支持体 51 上に形成された蛍光体層 52 とを具備している。なお、シート状支持体 5

1 の構成は前述した第 1 の実施形態と同様である。

蛍光体シート 50 は図 2 に示したように、X 線検出器本体を構成する光検出部 10 上に直接もしくはガラス基板のような透明保護部材を介して積層配置される。すなわち、蛍光体シート 50 の蛍光体層 52 は、図 5 9 に示すように、光検出部 10 の光電変換膜 20 と積層される表面 53 を有している。言い換えると、蛍光体層 52 の表面 53 は蛍光体層 52 と光電変換膜 20 との界面を構成するものである。従って、蛍光体層 52 で発光した光を光電変換膜 20 で電荷に変換するにあたって、界面を構成する蛍光体層 52 の表面 53 の状態が重要となる。

10 すなわち、蛍光体層 52 の表面 53 に比較的大きな凹凸が生じていると、蛍光体層 52 で発光した光が光電変換膜 20 に入射する際に散乱し、X 線画像の鮮鋭度が低下する。また、蛍光体層 52 の表面 53 による光の散乱は感度の低下要因にもなる。さらに、蛍光体層 52 で発光した光の一部は光電変換膜 20 の表面で反射される。蛍光体層 52 の表面 53
15 に比較的大きな凹凸が生じていると、反射された光が蛍光体層 52 の表面 53 で拡散してしまう。これも鮮鋭度や感度の低下要因となる。

そこで、第 2 の実施形態の蛍光体シート 50 においては、蛍光体層 52 の表面 53 の表面粗さを平均粗さ R_a で $0.5\mu m$ 以下に制御している。ここで、平均粗さ R_a は JIS B 0601-1994 の規定に従うものである。平均粗さ R_a は具体的には以下のようにして求められる値である。測定面に直角な平面で切断したときの切り口から得られる断面曲線から、所定の波長より長い表面うねり成分を位相補償型高域フィルタで除去した曲線を粗さ曲線 $f(x)$ とする。この粗さ曲線から、その平均線の方
20 向に基準長さ L だけ抜き取り、この抜き取り部分の平均線から測定曲線までの偏差の絶対値を合計し、平均した値である。
25

蛍光体シート 50 における蛍光体層 52 の表面 53 の平均粗さ R_a は、

具体的には以下のようにして測定した値を示すものとする。まず、蛍光体シート 50 を水平な台に固定し、表面粗さ計（テーラーホブソン社製 S4C）を用いて、少なくとも 3 ヶ所の部分の平均粗さ R_a を測定する。平均粗さ R_a の測定位置および測定方向はランダムとする。このようにして測定した少なくとも 3 ヶ所の平均粗さ R_a を平均する。この平均値を蛍光体層 52 の表面 53 の平均粗さ R_a とする。

このように、蛍光体層 52 の表面 53 の表面粗さを平均粗さ R_a で $0.5 \mu m$ 以下とすることによって、蛍光体層 52 で発光した光が光電変換膜 20 に入射するときには散乱しにくくなるため、X 線画像の鮮鋭度を高めることが可能となる。さらに、蛍光体層 52 で発光した光の一部が光電変換膜 20 の表面で反射された際に、この反射光を拡散させることなく光電変換膜 20 に再入射させることができる。これらによって、X 線画像の鮮鋭度や検出感度を高めることができる。蛍光体層 52 の表面粗さは平均粗さ R_a で $0.3 \mu m$ 以下とすることがより好ましい。

表面 53 の平均粗さ R_a が $0.5 \mu m$ 以下の蛍光体層 52 は、前述した蛍光体スラリーの塗布法で蛍光体層を形成した後、その表面に金属ロールや金属板を用いて平滑化処理を施すことにより得ることができる。平滑化処理は、例えば蛍光体層を形成したシートを、2 本の金属ロール間を通過させる、あるいは 2 枚の金属板で挟んでプレスする、等によって実施される。なお、粉体塗布層である蛍光体層 52 の表面粗さは、平滑化処理を施しても平均粗さ R_a で $0.1 \mu m$ 程度が最小値となる傾向があるが、表面粗さはそれ以下であってもよいことは言うまでもない。

さらに、蛍光体層 52 の表面 53 の表面粗さ R_a を $0.5 \mu m$ 以下とする上で、蛍光体層 52 中の蛍光体粒子の充填率を 60~80% の範囲とすることが好ましい。また、蛍光体層 52 を構成する蛍光体粒子は $2 \sim 15 \mu m$ の範囲の平均粒子径を有することが好ましい。ここで、蛍光体層 5

2の蛍光体充填率Pは以下の式に基づいて求めた値とする。

$$P = V_P / V = W / V / \rho_P$$

(式中、 V_P は蛍光体の体積、 V は蛍光体層の体積、 W は蛍光体の質量、 ρ_P は蛍光体の密度である)

- 5 蛍光体層52における蛍光体粒子の充填率が低いと、隣接する蛍光体粒子の間隔が広がる。蛍光体層52の表面53における蛍光体粒子の間隔も同様に広がるため、表面53の凹凸が大きくなる。このようなことから、蛍光体層52中の蛍光体粒子の充填率は60%以上とすることが好ましい。一方、蛍光体層52中の蛍光体粒子の充填率が80%を超え
10 ると、粉体塗布層である蛍光体層52を維持することが困難になる。蛍光体粒子の充填率は65~75%の範囲とすることがより好ましい。

- さらに、蛍光体層52における蛍光体粒子の平均粒子径が大きすぎると、隣接する蛍光体粒子間の隙間が深くなり、表面53の凹凸が大きくなる。このような点から、蛍光体層52中の蛍光体粒子の平均粒子径は
15 $15\mu\text{m}$ 以下とすることが好ましい。一方、蛍光体粒子の平均粒子径が $2\mu\text{m}$ 未満であると、前述したように蛍光体層52の発光輝度が低下する傾向がある。すなわち、蛍光体層52を構成する蛍光体粒子の平均粒子径は $2\sim 15\mu\text{m}$ の範囲であることが好ましい。

- 第2の実施形態の蛍光体シート50において、蛍光体層52を構成する
20 蛍光体には前述した第1の実施形態と同様に、ユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S} : \text{Eu}$ 蛍光体や $\text{Lu}_2\text{O}_2\text{S} : \text{Eu}$ 蛍光体等)を用いることが好ましい。ただし、第2の実施形態の蛍光体シート50には、他の蛍光体で構成した蛍光体層52を適用することも可能である。そのような場合においても、上述した光の散乱や拡散を防ぐこと
25 によって、X線画像の鮮鋭度等が向上する。

蛍光体層52を構成する蛍光体としては、 CaWO_4 、 YTaO_4 、 Y

TaO₄:Nb、YTaO₄:Tm、LaOBr:Tm、BaSO₄:Pb、ZnS:Ag、BaSO₄:Eu、BaFCl:Eu、BaF(Br, I):Eu、R₂O₂X:Y (RはY、La、GdおよびLuから選ばれる少なくとも1種の元素、XはS、SeおよびTeから選ばれる少なくとも1種の元素、YはTbおよびEuから選ばれる少なくとも1種の元素である)等の蛍光体が挙げられ、これらは単独または組合せて使用することができる。なお、蛍光体層52を構成する他の材料(結合剤等)は前述した第1の実施形態と同様とすることが好ましい。

第2の実施形態の蛍光体シート50は、前述した第1の実施形態と同様に、光検出部10の光電変換膜20と積層されてX線検出器4を構成するものである。X線検出器4の具体的な構成は、図4に示した通りである。さらに、第2の実施形態の蛍光体シート50を用いたX線検出器4は、図1に示したようなX線検査装置に適用されるものであり、X線検査装置の構成は図1に示した通りである。

なお、上述した実施形態では本発明の放射線検出器をX線平面検出器(スイッチングTFT38を有する複数の画素31をアレイ状に配列したもの)に適用した例について説明した。本発明の放射線検出器はこれに限られるものではなく、スイッチングTFT38を有する複数の画素31をライン状に配列したX線検出器、いわゆるラインセンサ等に適用することも可能である。

次に、本発明の具体的な実施例およびその評価結果について述べる。

実施例1

平均粒子径が8 μ mのGd₂O₂S:Eu蛍光体(Eu濃度=0.5mol%)を用意した。このGd₂O₂S:Eu蛍光体粉末10重量部に、結合剤としてポリビニルブチラール樹脂1重量部と有機溶剤として適量の酢酸エチルを混合して、蛍光体塗布液を調製した。この蛍光体塗布

液を縦 400mm×横 300mm×厚さ 250 μ m の白色ポリエチレンテレフタレートフィルム（二酸化チタン含有）からなるシート基材上に、乾燥後の蛍光体塗布質量が 900g/m²（90mg/cm²）、塗布膜厚が約 200 μ m となるようにナイフコートで均一に塗布、乾燥させて蛍光体層を形成した。

- 5 このようにして得た蛍光体シートを後述する特性評価に供した。

実施例 2

- 実施例 1 の蛍光体に代えて、Eu 濃度が 0.5mol% の Lu₂O₂S : Eu 蛍光体を使用する以外は、実施例 1 と同様にして蛍光体シートを作製した。この Lu₂O₂S : Eu 蛍光体を用いた蛍光体シートを、後述する
- 10 特性評価に供した。

比較例 1

- 実施例 1 の蛍光体に代えて、Tb 濃度が 0.5mol% の Gd₂O₂S : Tb 蛍光体を使用する以外は、実施例 1 と同様にして蛍光体シートを作製した。この Gd₂O₂S : Tb 蛍光体を用いた蛍光体シートを、後述する
- 15 特性評価に供した。

- 上述した実施例 1、2 および比較例 1 の各蛍光体シートを、a-Si からなる光電変換膜を有する X 線検出器本体（図 2 や図 4 に示した光検出部 10 / TFT アレイ上に光電変換膜を形成したもの）上に積層して接着することによって、図 2 や図 4 に示した X 線平面検出器 4 を作製した。TFT アレイを備える光検出部 10 は蛍光体シートと同面積を有している。このような X 線平面検出器 4 を用いて、図 1 に示した X 線撮影システムを構成し、X 線照射時の感度特性と鮮鋭度特性を測定、評価した。これらの測定結果を表 1 に示す。なお、表 1 の感度および鮮鋭度は比較例 1 の測定結果を 100 とした場合の相対値である。
- 20

表 1

	蛍光体		相対感度	相対鮮鋭度
	組成	付活剤濃度 (mol%)		
実施例 1	Gd ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	120	100
実施例 2	Lu ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	119	105
比較例 1	Gd ₂ O ₂ S:Tb	Tb=0.5	100	100

表 1 から明らかなように、Gd₂O₂S:Eu 蛍光体や Lu₂O₂S:Eu 蛍光体を用いた蛍光体シートは、従来の Gd₂O₂S:Tb 蛍光体を用いた蛍光体シートに比べて、a-Si からなる光電変換膜と組合せて使用した場合の感度特性に優れていることが分かる。

実施例 3、4

実施例 1 の蛍光体に代えて、Eu 濃度が 0.01mol% の Gd₂O₂S:Eu 蛍光体（実施例 3）、および Eu 濃度が 3.5mol% の Gd₂O₂S:Eu 蛍光体（実施例 4）を使用する以外は、実施例 1 と同様にして蛍光体シートを作製した。これらの蛍光体シートの感度と鮮鋭度を実施例 1 と同様にして測定した。その結果を表 2 に示す。なお、表 2 の感度および鮮鋭度は、比較例 1 の測定結果を 100 とした場合の相対値である。

比較例 2、3

実施例 1 の蛍光体に代えて、Eu 濃度が 0.005mol% の Gd₂O₂S:Eu 蛍光体（比較例 2）、および Eu 濃度が 7.5mol% の Gd₂O₂S:Eu 蛍光体（比較例 3）を使用する以外は、実施例 1 と同様にして蛍光体シートを作製した。これらの蛍光体シートの感度と鮮鋭度を実施例 1 と同様にして測定した。その結果を表 2 に示す。表 2 の感度および鮮鋭度は、比較例 1 の測定結果を 100 とした場合の相対値である。また、Gd₂O₂S:Eu 蛍光体の Eu 濃度と感度との関係を図 10 に示す。

表 2

	蛍光体		相対感度	相対鮮鋭度
	組成	付活剤濃度 (mol%)		
実施例 1	G d ₂ O ₂ S : E u	E u=0.5	120	100
実施例 3	G d ₂ O ₂ S : E u	E u=0.01	103	101
実施例 4	G d ₂ O ₂ S : E u	E u=3.5	105	100
比較例 1	G d ₂ O ₂ S : T b	T b=0.5	100	100
比較例 2	G d ₂ O ₂ S : E u	E u=0.005	95	99
比較例 3	G d ₂ O ₂ S : E u	E u=7.5	94	100

表 2 および図 10 から明らかなように、E u 濃度を 0.01~3.5mol% の範囲に制御した G d₂O₂S : E u 蛍光体を用いた蛍光体シートによれば、
 5 a - S i からなる光電変換膜と組合せて使用した場合の感度特性を再現性よく高めることができる。なお、L u₂O₂S : E u 蛍光体を用いた場合にも同様な傾向を示すことが確認された。

実施例 5 ~ 8

実施例 1 の蛍光体に代えて、平均粒子径が 2 μm の G d₂O₂S : E u
 10 蛍光体（実施例 5）、平均粒子径が 15 μm の G d₂O₂S : E u 蛍光体（実施例 6）、平均粒子径が 0.5 μm の G d₂O₂S : E u 蛍光体（実施例 7）、および平均粒子径が 25 μm の G d₂O₂S : E u 蛍光体（実施例 8）を使用する以外は、実施例 1 と同様にして蛍光体シートを作製した。なお、各 G d₂O₂S : E u 蛍光体の E u 濃度はいずれも 0.5mol%
 15 である。

これらの蛍光体シートの感度と鮮鋭度を実施例 1 と同様にして測定した。その結果を表 3 に示す。なお、表 3 の感度および鮮鋭度は、比較例 1 の測定結果を 100 とした場合の相対値である。また、G d₂O₂S : E u 蛍光体の平均粒子径と感度との関係を図 11 に、感度と鮮鋭度との関係
 20 係を図 12 に示す。

表 3

	蛍光体			相対 感度	相対 鮮鋭度
	組成	付活剤濃度 (mol%)	平均粒子径 (μm)		
実施例 1	Gd ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	8	120	100
実施例 5	Gd ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	2	102	118
実施例 6	Gd ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	15	133	90
実施例 7	Gd ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	0.5	92	129
実施例 8	Gd ₂ O ₂ S:Eu	Eu=0.5	25	140	87
比較例 1	Gd ₂ O ₂ S:Tb	Tb=0.5	8	100	100

表 3 から明らかなように、Gd₂O₂S : Eu 蛍光体の平均粒子径は感度と鮮鋭度の兼合いから 2~15 μm の範囲とすることが好ましいことが
 5 分かる。この点については図 1 1 および図 1 2 から明らかなである。感度は蛍光体の平均粒子径を大きくするほど向上する（図 1 1）。その反面、鮮鋭度は感度の上昇（平均粒子径の増大）と共に低下する（図 1 2）ため、感度と鮮鋭度の両特性を考慮してユーロピウム付活希土類酸硫化物蛍光体の平均粒子径は 2~15 μm の範囲とすることが好ましい。

10 ただし、鮮鋭度は多少犠牲にしても感度をより一層高めたい場合には、実施例 8 に示したような蛍光体を用いることができる。また、感度は多少犠牲にしても鮮鋭度をより一層高めたい場合には、実施例 7 に示したような蛍光体を用いることができる。

実施例 9

15 平均粒子径が 8 μm の Gd₂O₂S : Eu 蛍光体（Eu 濃度 = 0.5mol%）を用意した。この Gd₂O₂S : Eu 蛍光体粉末 10 重量部に、結合剤としてポリビニルブチラール樹脂 0.5 重量部と有機溶剤として適当量のメチルエチルケトンを混合して、蛍光体塗布液を調製した。この
 20 蛍光体塗布液を縦 400mm×横 300mm×厚さ 250 μm の白色ポリエチレンテレフタレートフィルムからなるシート基材上に、乾燥後の蛍光体塗

布質量が 900g/m^2 (90mg/cm^2)、塗布膜厚が約 $200\mu\text{m}$ となるようにナイフコータで均一に塗布、乾燥させた。

次に、蛍光体の塗布層を有するシートを、表面が平滑な 2 枚の金属板で挟んでプレスすることによって、目的とする蛍光体層を形成した。このようにして得た蛍光体層の表面の平均粗さ R_a は $0.28\mu\text{m}$ であった。また、蛍光体層の蛍光体充填率は 69% であった。このような蛍光体シートを後述する特性評価に供した。

実施例 10 ～ 13

上記した実施例 9 において、結合剤の添加量や蛍光体層表面の平滑化処理の条件等を変更する以外は、実施例 9 と同様にして蛍光体シートを作製した。これら蛍光体シートの表面の平均粗さ R_a と蛍光体充填率は表 4 に示す通りである。このような各蛍光体シートを後述する特性評価に供した。

参考例 1 ～ 2

上記した実施例 9 において、結合剤の添加量や蛍光体層表面の平滑化処理の条件等を変更する以外は、実施例 9 と同様にして蛍光体シートを作製した。これら蛍光体シートの表面の平均粗さ R_a と蛍光体充填率は表 4 に示す通りである。このような各蛍光体シートを後述する特性評価に供した。

上述した実施例 9 ～ 13 および参考例 1 ～ 2 の各蛍光体シートの感度特性と鮮鋭度特性を、前述した実施例 1 と同様にして測定、評価した。これらの測定結果を表 4 に示す。なお、表 4 の感度および鮮鋭度は参考例 1 の測定結果を 100 とした場合の相対値である。また、蛍光体層の表面の平均粗さ R_a と相対鮮鋭度との関係を図 13 に、蛍光体層の蛍光体充填率と相対鮮鋭度との関係を図 14 に示す。

表 4

	蛍光体層			相対感度	相対鮮鋭度
	表面粗さRa (μm)	蛍光体の 充填率 (%)	蛍光体粒子の 平均粒子径 (μm)		
実施例 9	0.28	69	8	101	109
実施例 10	0.10	72	8	99	110
実施例 11	0.50	65	8	100	105
実施例 12	0.30	60	8	99	105
実施例 13	0.22	80	8	100	112
参考例 1	0.72	69	8	100	100
参考例 2	0.28	55	8	99	100

表 4 および図 1 3 から明らかなように、蛍光体層の表面の平均粗さ R_a を 0.5 μm 以下とすることによって、X 線画像の鮮鋭度を向上させることができる。また、蛍光体層の蛍光体充填率に関しては 60~80% の範囲とすることによって、X 線画像の鮮鋭度が向上することが分かる。

実施例 1 4 ~ 1 5、参考例 3 ~ 4

実施例 9 の蛍光体に代えて、平均粒子径が 2 μm の Gd₂O₂S : Eu 蛍光体（実施例 1 4）、平均粒子径が 15 μm の Gd₂O₂S : Eu 蛍光体（実施例 1 5）、平均粒子径が 1 μm の Gd₂O₂S : Eu 蛍光体（参考例 3）、および平均粒子径が 25 μm の Gd₂O₂S : Eu 蛍光体（参考例 4）を使用する以外は、実施例 9 と同様にして蛍光体シートを作製した。なお、各 Gd₂O₂S : Eu 蛍光体の Eu 濃度はいずれも 0.5mol% である。

これらの蛍光体シートの感度と鮮鋭度を実施例 9 と同様にして測定した。その結果を表 5 に示す。なお、表 5 の感度および鮮鋭度は、参考例 1 の測定結果を 100 とした場合の相対値である。また、蛍光体の平均粒子径と鮮鋭度との関係を図 1 5 に示す。

表 5

	蛍光体層			相対感度	相対鮮鋭度
	表面粗さ Ra (μm)	蛍光体の 充填率 (%)	蛍光体粒子の 平均粒子径 (μm)		
実施例 9	0.28	69	8	101	109
実施例 14	0.21	63	2	99	110
実施例 15	0.36	60	15	100	105
参考例 1	0.72	69	8	100	100
参考例 3	0.18	60	1	93	100
参考例 4	0.89	57	25	99	95

表 5 から明らかなように、蛍光体層の表面の平均粗さ Ra を $0.5\mu\text{m}$ 以下とするためには、蛍光体の平均粒子径を $2\sim 15\mu\text{m}$ の範囲とすることが好ましいことが分かる。また、このような平均粒子径を有する蛍光体を用いることによって、X線画像の鮮鋭度を高めることができる。

なお、上記した実施例 9 ～ 15 においては、 $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S} : \text{Eu}$ 蛍光体を用いた場合について説明したが、他の蛍光体を用いた蛍光体シートにおいても、蛍光体層表面の平均粗さ Ra を $0.5\mu\text{m}$ 以下とすることに

よって、X線画像の鮮鋭度が向上することが確認された。

産業上の利用可能性

本発明の第 1 の放射線検出器用蛍光体シートは、放射線検出器の光電変換膜に対するマッチング性に優れることから、放射線の検出感度を高めることができる。また、第 2 の放射線検出器用蛍光体シートは、放射線検出器の光電変換膜に対する密着性に優れることから、放射線画像の鮮鋭度を高めることができる。これらの蛍光体シートは間接変換方式の放射線検出器に対して有用である。そして、このような蛍光体シートを用いた放射線検出器および放射線検査装置によれば、高精度の放射線画像を得ることが可能となる。これは医療診断用放射線撮影をはじめとす

る各種の放射線撮影において、検査情報の増大や検査精度の向上等に寄与するものである。

請 求 の 範 囲

1. 放射線検出器の光電変換膜に付設される蛍光体シートであって、シート形状を有する支持体と、
- 5 前記支持体上に設けられ、被検体を透過した放射線により発光する蛍光体層であって、0.01～3.5mol%の範囲の濃度のユーロピウムで付活された希土類酸硫化物蛍光体を含有する蛍光体層と
を具備することを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。
2. 請求項1記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、
- 10 前記希土類酸硫化物蛍光体における前記ユーロピウム濃度は0.1～2.0mol%の範囲であることを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。
3. 請求項1記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、
前記希土類酸硫化物蛍光体は、
一般式： $(R_{1-a}Eu_a)_2O_2S$
- 15 (式中、RはGd、Lu、YおよびLaから選ばれる少なくとも1種の元素を示し、aは $1 \times 10^{-4} \leq a \leq 3.5 \times 10^{-2}$ を満足する数である)
で実質的に表される組成を有することを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。
4. 請求項1記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、
- 20 前記希土類酸硫化物蛍光体は、ユーロピウム付活酸硫化ガドリニウム蛍光体およびユーロピウム付活酸硫化ルテチウム蛍光体から選ばれる少なくとも1種からなることを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。
5. 請求項1記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、
前記蛍光体層は前記希土類酸硫化物蛍光体の粉体塗布層を具備し、かつ
- 25 前記希土類酸硫化物蛍光体粉体は2～15 μm の範囲の平均粒子径を有することを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。

6. 請求項 1 記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、

前記蛍光体層は前記光電変換膜に積層される表面を有し、かつ前記表面は平均粗さ R_a で $0.5 \mu m$ 以下の表面粗さを有することを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。

5 7. 放射線検出器の光電変換膜に付設される蛍光体シートであって、シート形状を有する支持体と、

前記支持体上に設けられ、被検体を透過した放射線により発光する蛍光体層であって、前記光電変換膜に積層される表面を有する蛍光体層とを具備し、

10 前記蛍光体層の前記表面は平均粗さ R_a で $0.5 \mu m$ 以下の表面粗さを有することを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。

8. 請求項 7 記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、

前記蛍光体層の前記表面の平均粗さ R_a は $0.3 \mu m$ 以下であることを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。

15 9. 請求項 7 記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、

前記蛍光体層は蛍光体の粉体塗布層を具備し、かつ前記粉体塗布層における前記蛍光体の充填率は $60 \sim 80\%$ の範囲であることを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。

10. 請求項 7 記載の放射線検出器用蛍光体シートにおいて、

20 前記蛍光体層は蛍光体の粉体塗布層を具備し、かつ前記蛍光体粉体は $2 \sim 15 \mu m$ の範囲の平均粒子径を有することを特徴とする放射線検出器用蛍光体シート。

11. 被検体を透過した放射線を光に変換する、請求項 1 記載の蛍光体シートと、

25 前記蛍光体シートと積層され、前記蛍光体シートからの光を電荷に変換する光電変換膜と、

前記光電変換膜に接する複数の画素を有し、前記光電変換膜に生じた電荷を前記放射線による画像信号として前記複数の画素毎に読み出す電荷情報読み出し部と

を具備することを特徴とする放射線検出器。

5 1 2. 請求項 1 1 記載の放射線検出器において、

前記光電変換膜はアモルファスシリコン膜または単結晶シリコン膜を具備することを特徴とする放射線検出器。

1 3. 請求項 1 1 記載の放射線検出器において、

10 前記複数の画素は、それぞれ画素電極と、前記画素電極を介して前記光電変換膜に生じた前記電荷を蓄積する電荷蓄積容量と、前記電荷蓄積容量に対応して設けられ、かつ前記電荷を読み出すスイッチング素子とを具備することを特徴とする放射線検出器。

1 4. 請求項 1 1 記載の放射線検出器において、

15 前記複数の画素がアレイ状に配列された放射線平面検出器であることを特徴とする放射線検出器。

1 5. 被検体を透過した放射線を光に変換する、請求項 7 記載の蛍光体シートと、

前記蛍光体シートにおける前記蛍光体層の前記表面と積層され、前記蛍光体シートからの光を電荷に変換する光電変換膜と、

20 前記光電変換膜に接する複数の画素を有し、前記光電変換膜に生じた電荷を前記放射線による画像信号として前記複数の画素毎に読み出す電荷情報読み出し部と

を具備することを特徴とする放射線検出器。

1 6. 請求項 1 5 記載の放射線検出器において、

25 前記複数の画素は、それぞれ画素電極と、前記画素電極を介して前記光電変換膜に生じた前記電荷を蓄積する電荷蓄積容量と、前記電荷蓄積

容量に対応して設けられ、かつ前記電荷を読み出すスイッチング素子とを具備することを特徴とする放射線検出器。

17. 請求項15記載の放射線検出器において、

前記複数の画素がアレイ状に配列された放射線平面検出器であること

5 を特徴とする放射線検出器。

18. 被検体に放射線を照射する放射線源と、

前記被検体を透過した放射線を画像信号として検出する、請求項11記載の放射線検出器と

を具備することを特徴とする放射線検査装置。

10 19. 被検体に放射線を照射する放射線源と、

前記被検体を透過した放射線を画像信号として検出する、請求項15記載の放射線検出器と

を具備することを特徴とする放射線検査装置。

FIG. 1

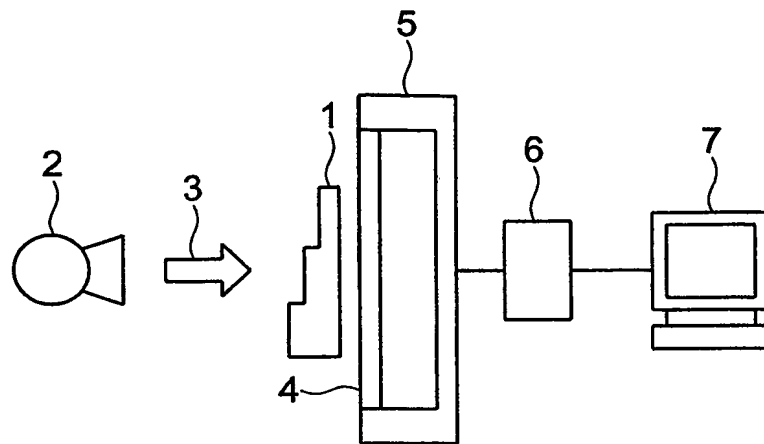


FIG. 2

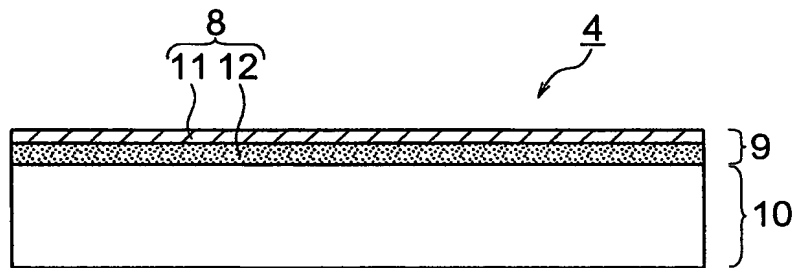


FIG. 3

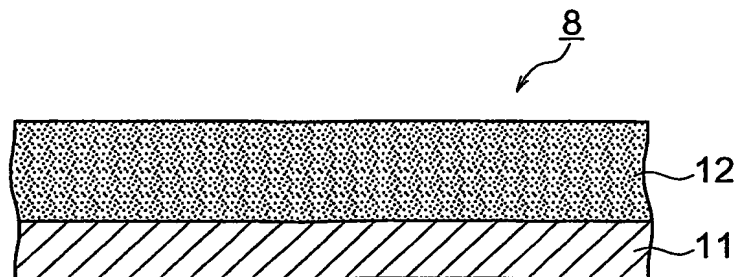


FIG. 4

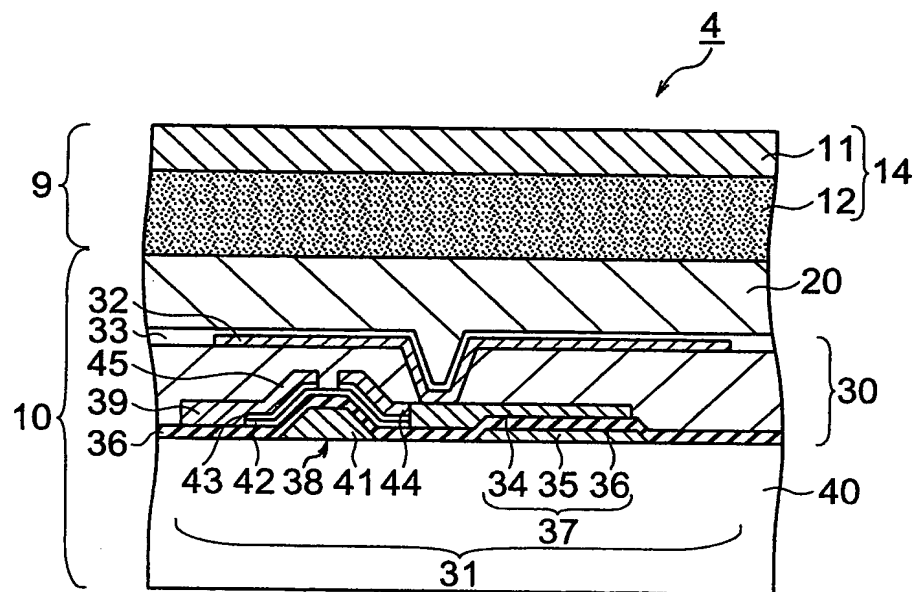


FIG. 5

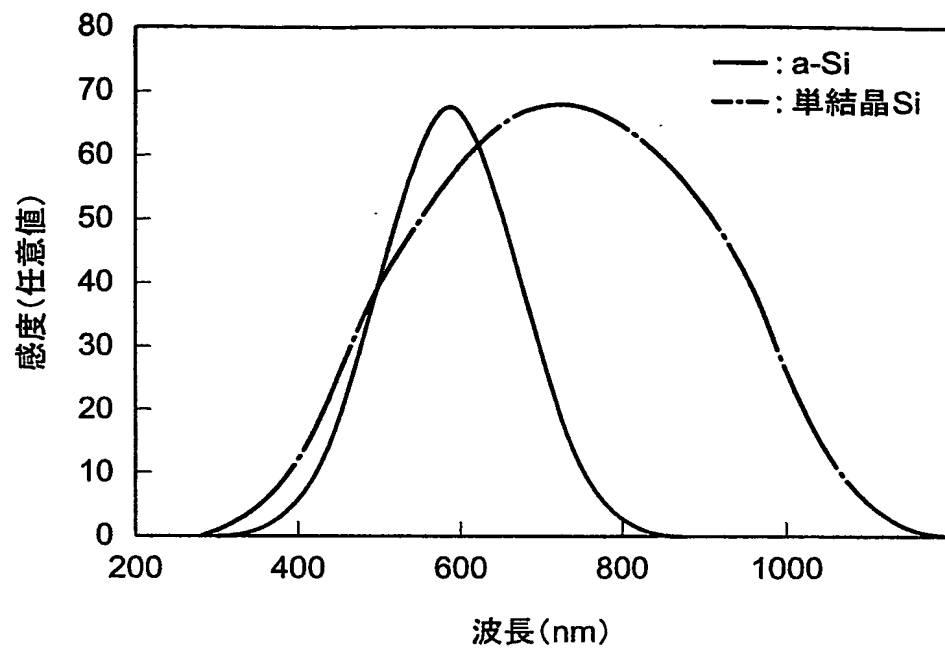


FIG. 6

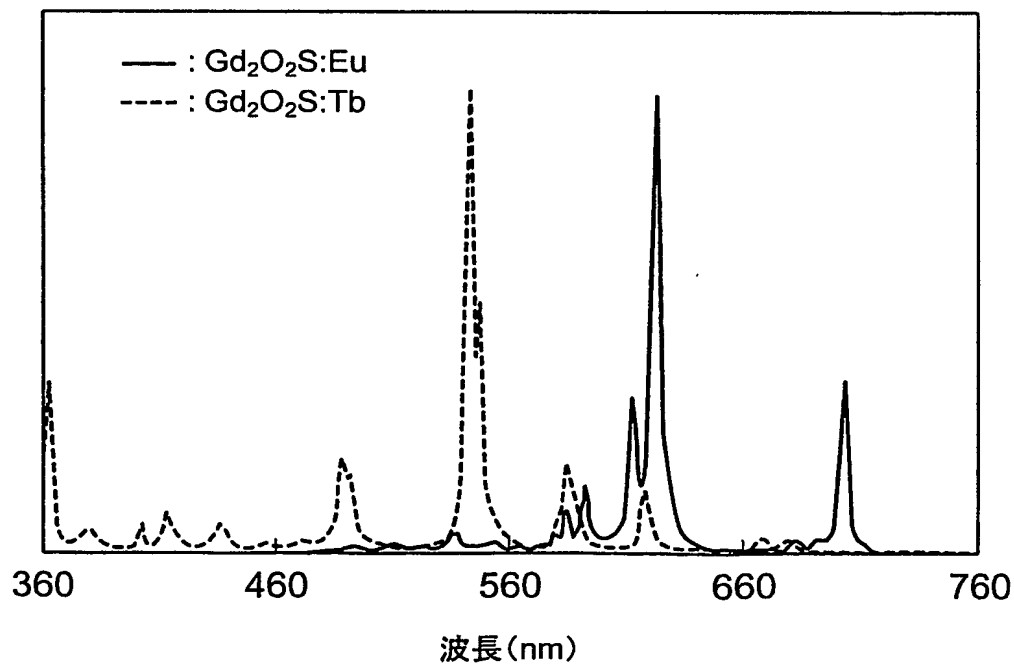


FIG. 7

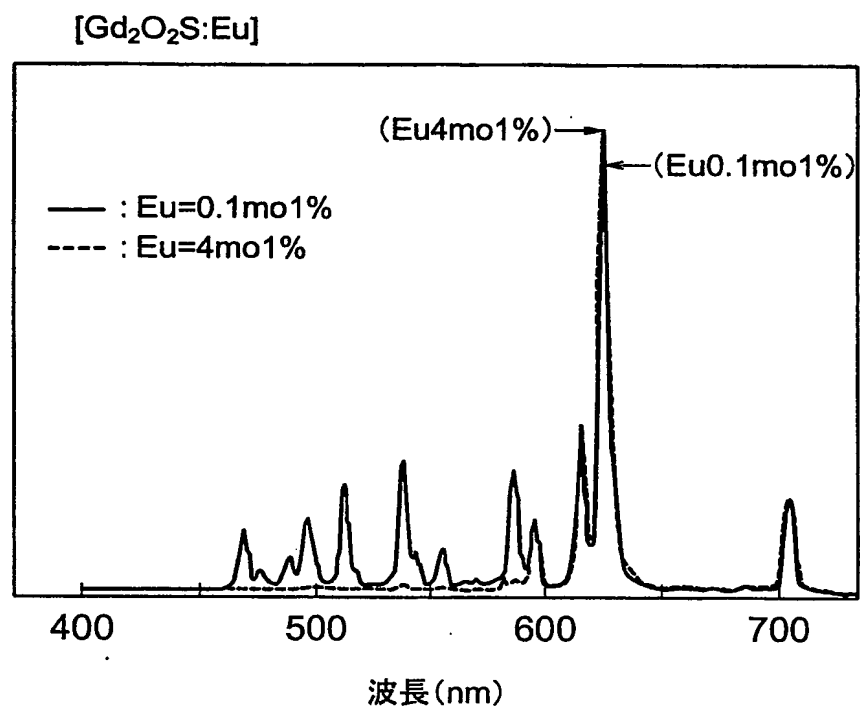


FIG. 8

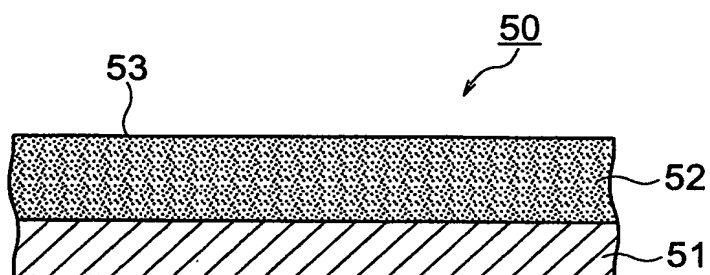


FIG. 9

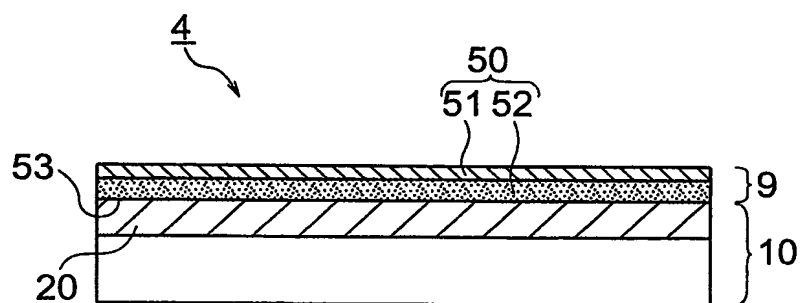


FIG. 10

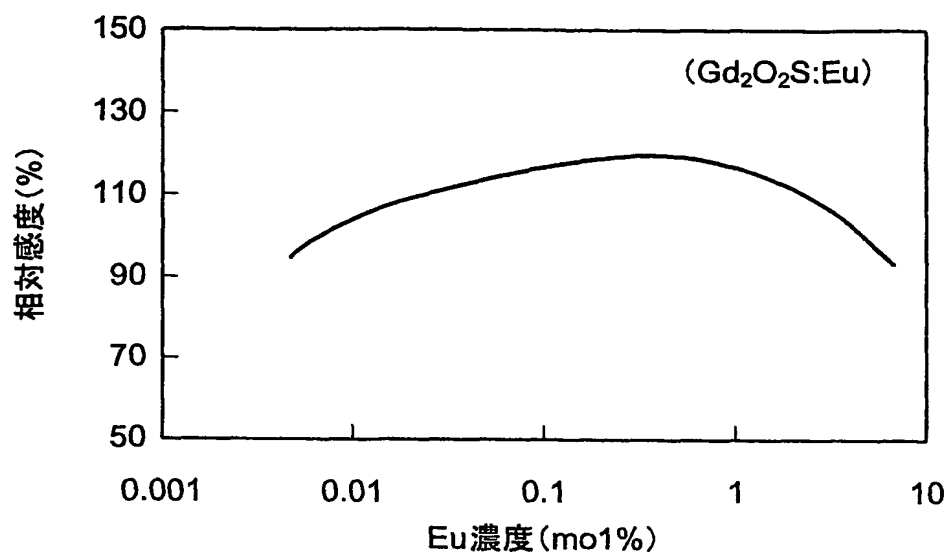


FIG. 11

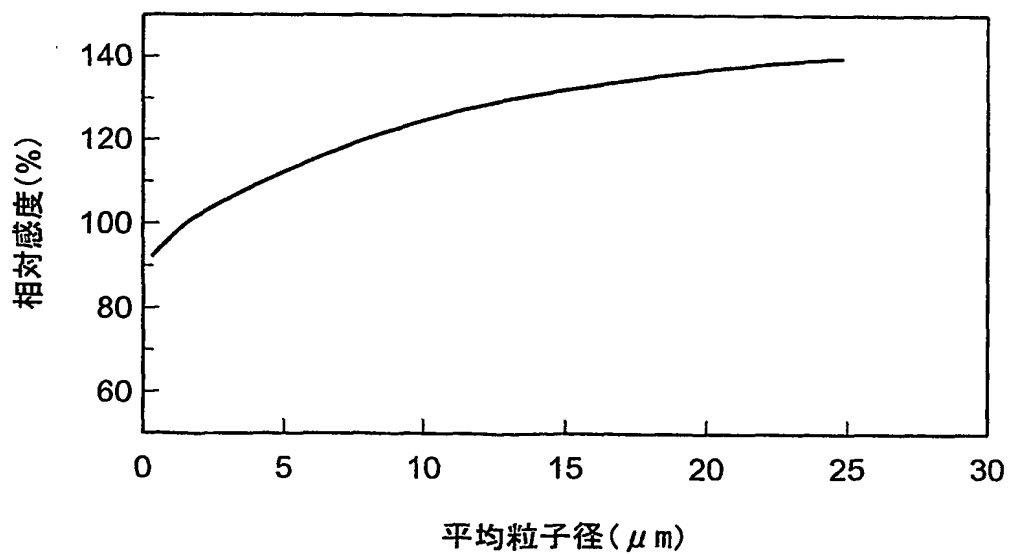


FIG. 12

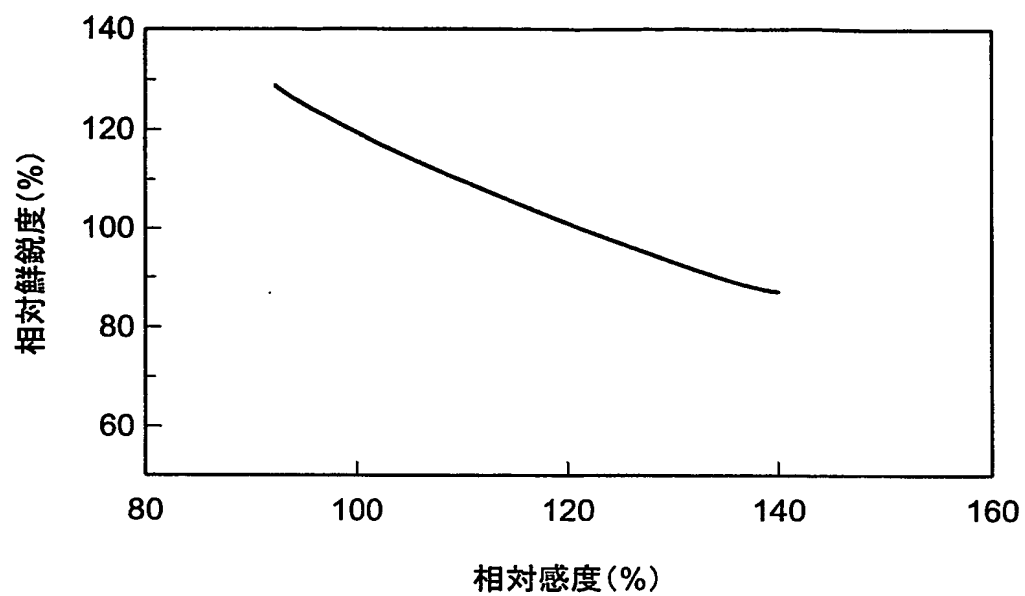


FIG. 13

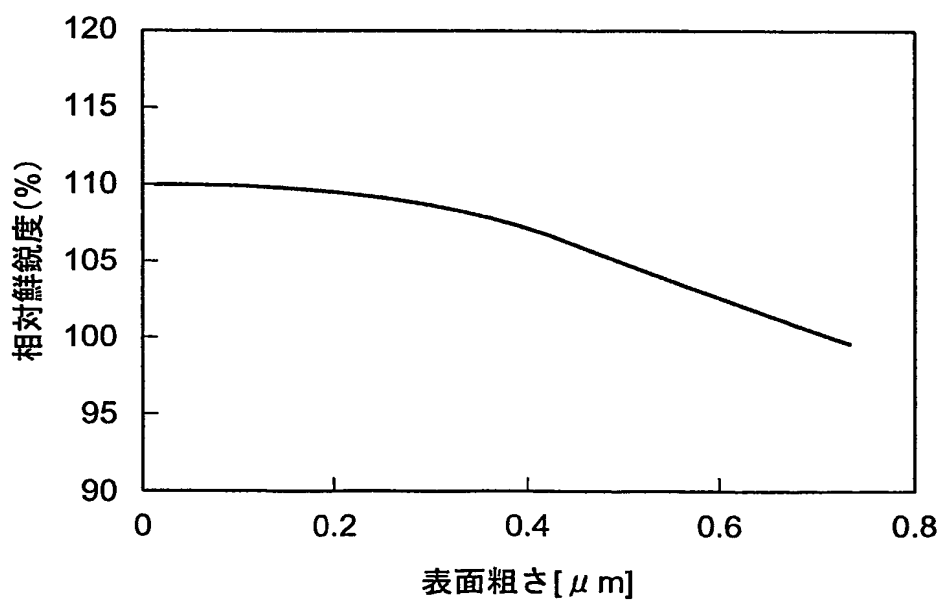


FIG. 14

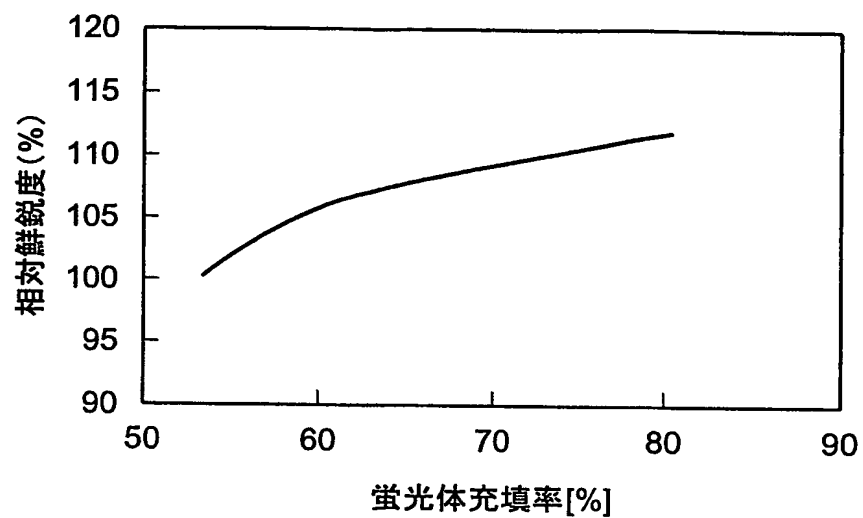


FIG. 15

